

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-229078

(43)Date of publication of application : 22.08.2000

(51)Int.Cl.

A61B 8/00

(21)Application number : 11-032380

(71)Applicant : JAPAN SCIENCE & TECHNOLOGY
CORP

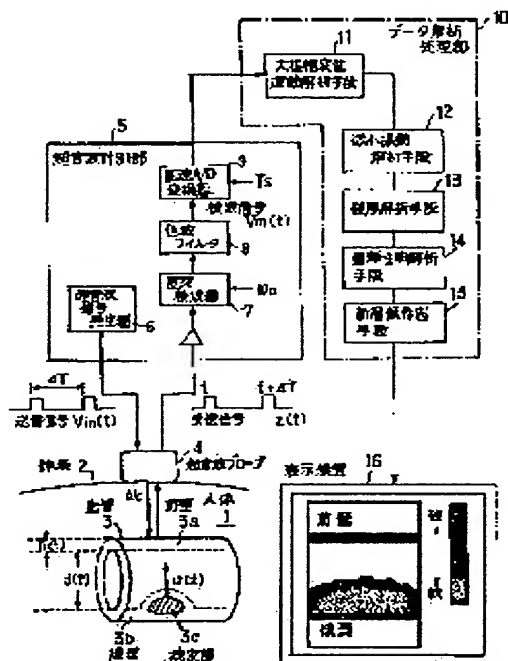
(22)Date of filing : 10.02.1999

(72)Inventor : KANAI HIROSHI
KOIWA YOSHIO(54) VASCULAR LESION DIAGNOSTIC SYSTEM AND DIAGNOSTIC PROGRAM MEMORY
STORAGE MEDIUM

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To precisely mensurate the physical characteristic of a blood vessel wall by analyzing the inner and outer surfaces of the blood vessel wall by a large amplitude displacement motion analyzing means under a limiting condition of making the sum of displacements in one beat of large amplitude displacement motion zero.

SOLUTION: An ultrasonic probe 4 is driven by an ultrasonic pulse of ΔT period to emit an ultrasonic beam into the body through a body surface 2. The ultrasonic beam is reflected by a blood vessel 3, and transmitted to an ultrasonic mensuration part 5 through the ultrasonic probe 4. Amplification, orthogonal wave detection and A/D conversion are performed there to form a detection waveform showing a tomographic data, which is then inputted to a data analyzing processing part 10. A large amplitude displacement motion analyzing means 11 analyzes the amplitude and phase of a wave detection signal $V_m(t)$ under the limitation of making the accumulation of displacements within one beat zero to determine the large amplitude displacement motion loci of the inner and outer surfaces of the blood vessel wall accompanied by the heart pulsation. According to this, stable images can be provided to perform a precise measurement.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

02.03.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

3398080

BEST AVAILABLE COPY

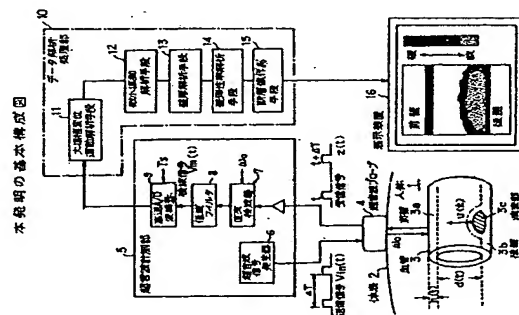
(51) 出願番号	A61B 8/00	識別記号	F I A61B 8/00	ターミナル (参考) 4C301
(21) 出願番号	特願平11-32280	特願平11-32280	(71) 出願人	396020800 科学技術振興事業団
(22) 出願日	平成11年2月10日 (1999.2.10)	平成11年2月10日 (1999.2.10)	(72) 発明者	城玉成 金井 浩 宮城県仙台市青葉区仙木3丁目1番8号
			(72) 発明者	小岩 喜郎 宮城県仙台市青葉区川内三十人町31
			(74) 代理人	10087147 弁理士 長谷川 文彦 Fターム (参考) 4C301 E20 J23 J24 J29

54) 【発明の名称】 血管病変診断システムおよび診断プログラム記憶媒体

57) 【要約】

【解説】頸動脈などの血管について、血管壁の局所的膨張と厚さの拍動に伴う微小な変化や流れやすさなどの物理的特性を、超音波を用いて連続して精密に計測できるようにする。

【データ解析手段】 血管の大動脈運動における初期位置が拍動ごとに元に戻るように正規化して、連続する拍動間で血管の速さを求めた。血管壁から反折された超音波信号は、血管内径の内側の血管に向けて放射し、血管壁から反射した超音波信号を検出して出力された。超音波速度と出力された超音波信号に基づいて血管の特性を解析するデータ解析手法である。データ解析処理部は、心臓拍動に同期した超音波速度と心臓拍動の時間差を算出する。



【特別】の食糧問題

【請求項1】超音波ビームを体内の血管に向けて放射し、血管壁から反射された超音波信号を検出して検波出力する超音波計測部と、出力された検波信号に基づいて血管の特性を解析するデータ解析処理部とからなり、該データ解析処理部は、

に記録波信号の振幅及び位相を用いて血管壁の内面および外面の各瞬時的な位置を決定し、心臓拍動に基づく血管壁の内面および外面の各大振幅変位運動を精密にトラッキングする大振幅変位運動解析手段と、

記大振幅変位運動解析手段により得られた血管壁の内
面および外面におけるそれぞれの大振幅変位運動の順次
位置に基づき、該血管壁の内面および外面における大
振幅変位運動に重畳されている微小振動の運動速度を求
める微小振動解析手段と、

上記微小振動解析手段により得られた血管壁の内面および外面における微小振動の運動速度の差に基づき、血管壁の時間変化を求める壁厚解析手段とを備え、

以上記大振幅変位運動解析手段は、血管壁の内面および外面の各々について大振幅変位運動の一拍での変位の和が一定となる制約条件で解析することを特徴とする血管病変診断システム。

【請求項2】 請求項1において、壁厚解析手段により求められた血管壁厚の時間変化に基づき、血管壁の弾性率を求める弾性率解析手段を備えていることを特徴とする血管病変診断システム。

【請求項3】 請求項2において、壁厚解析手段は血管微小振動の運動速度の差により弾性率を求めるものであることを特徴とする血管病変診断システム。

【請求項4】請求項1ないし請求項3において、超音波ビームの放射位置を連続的に変化させて、血管壁厚の異なる断層像を作成する断層像作成手段を備えていることを特徴とする血管病変診断システム。

[illegible]

記大振幅変位運動解析機能により得られた血管壁の内面および外面におけるそれぞれの大振幅変位運動の順次位置に基づき、該血管壁の内面および外面における大振幅変位運動に重畳されている微小振動の運動速度を求めた微小振動解析機能と。

記微小振動解析機能により得られた血管壁の内面および外面における微小振動の運動速度に基づき、その差を

人程理

上記膨解折機船により得られた血管壁の時間変化に基づき、該血管壁の弾性率を求める膨弾性率解析機船と、を含むプログラムを格納した診断プログラム記憶媒体。

「発明の詳細な説明」

10001

【発明の属する技術分野】 本発明は、超音波を用いて、体内の動脈系の血管の病変を、非侵襲的に計測によって診断する血管病変診断システムおよび診断プログラム記憶媒体に関するものであり、心臓の拍動による血管の大断面運動に重畳して重畳した運動の速度波形を計測し、血管内の粥硬（アテローム）のような局所的病変を高精度良く検出可能にする手段を提供する。

【0002】心筋梗塞、狭心症、脳梗塞などは、アテロームという血管内の軟弱腐敗の進行によることで、アテロームが現在、世界中で使用されている高脂血症薬の臨床試験の候補から、アテロームの中味が破れやすくなり、破れにくいことが問題であることが明らかになってきている。実際、上記薬種の投与ではなく、血管の軟弱の程度がほとんど変化しないにもかかわらず、生存率の向上や心筋梗塞予防に劇的に高い効果が生じている。

は、これらの薬物がアテロームの中味を組織的に安定化
 するからであると考えられている。このようなことから
 アテロームの中味の破れやすさを調べる方法が求めら
 れたが、X線CT、MR¹、血管造影などの従来の方法
 は、それは不可能であった。本発明は、超音波を用いて
 注意の箇所での血管壁の弾性率を遠隔計測することによ
 り、アテロームの中味の破れやすさを診断可能にするも
 のである。

[0003]

[illegible]

【0004】しかしながら脂質を低下させるというこの治療法により得られる動脈硬化巣の変化は数10ミクロンレベル程度の微妙なものであり、血管病変の変化を正確に把握することは臨床的には困難であった。

【0005】これに対して心筋梗塞や突然死など、冠動脈疾患患者イベントについては、この治療法によって発症が大幅に減少することがわかっている。これは、冠動脈狭窄自体の改善が僅かなものであるという事象との間に在る。母体性の改善が僅かなものであるという事象との間に在る。

い違いがあるかのように見える。しかし最近の解釈では、心腔梗塞などの発症は、アテロームによる直接的な足動脈の閉塞に起因するよりも、閉塞に富んだアテロームに何らかの原因により血管内腔を狭小/閉塞することによるのだとうと考えられている。つまり閉塞低下治療法がポイント、このアテロームを破れにくく安定化させることにあるというものである。

10006 またしたがって、現段階における動脈硬化症の治療目標をみると、1) 血管の狭窄をきたすアテロームの増殖予防、退縮を抑制しながら最良の治療法を選択すること、2) このアテロームが破裂しやすいように安定化させること、そして3) 日本人に多い血管壁層に対しては、血清脂質の是正により異常な血管壁層(トース)の改善を期待すること、であるといえる。

10007 このように、動脈硬化症についての最近の知見に基づく治療法では、血管周囲の動脈硬化およびアテローム病変を、非侵襲的に、繰り返し、しかもミクロオーダーで高精度に計測する手段のあることが不可欠であり、それがあって初めて、臨床上有効なものとなる。

しかし動脈硬化の測定についての従来技術としては、1) 血管内腔の狭窄を血液のイメージで表現する血管造影検査、MRアンギオグラフィや、2) 動脈硬化の程度を脈波速度から算出する方法などがあるが報告されているが、周所病変変のアテロームについてその特性について充分な精度で非侵襲的に測定し得るものはいまだに報告されていない。

10008 一方、超音波診断に関する従来技術には次のようなものがある。

10009 R F信号に対するゼロクロス点検出法
心臓壁の内側縁の運動の体表から超音波を用いて計測する方法が報告されている。超音波の対象からの反射波のR F (Radio frequency) 信号のゼロクロス点の移動時間から、対象の運動の計測を行なう。回帰のクロック周波数を f と表すと、その値に依存して、速度推定には量子化誤差が生じる。変位波形は、速度波形をローパスフィルタリングしたものであるから、変位波形に關しては従来計測できていた誤差が目立たないとしても、速度波形に変換すると、数 \sim 十数Hz程度の成分までも含まれないうから、速度波形のように周波数スペクトル解析を行なっても意味がない。

10010 相関法

この技術に関しては、(参考文獻2)を挙げることができ、この文獻は、被検体に向けて放射した超音波パルスの反射波を受信しこの反射波に基づいた超音波画像を表示する超音波診断装置であって、反射波の任意時点における位置を抽出する位相検出手段と、反射波の任意位置のサンプル点を定めるサンプル点指定手段と、反射波のサンプル点における位相差を抽出しこの位

相差に対する距離だけサンプル点を移動するサンプル移動手段と、サンプル点の移動を制御することにより被検体の運動を自動計測しディスプレイに表示する動態計測表示手段と、を備えた超音波診断装置を明らかにしている。

10011 この装置では、反射波のサンプル点における位相差を抽出しこの位相差に対する距離だけサンプル点を移動しているが、サンプル点の間隔は数 μ mであり、3.5MHzの超音波の生体内での波長が約500 μ mであるから、それ以上にサンプル点を細かくしてもあまり意味がない。いずれにしてもサンプル点の間隔が数 μ mであるから、この場合の変位計測の粗さは、このオーダーになり、非常に粗いものとなる。

10012 この変位計測による変位波形は、速度波形をローパスフィルタリングしたものである。変位波形に關しては従来計測できていたとしても、速度波形に変換して考えると、計測誤差が大きくなることになる。また、変位波形には、数 \sim 十数Hz程度の成分までも含まれないうから、速度波形のように周波数スペクトル解析を行なっても意味がない。

10013 またこの装置では、速度波形を計測する際、超音波パルスを数個から十数個(N個とする)送信して得られた反射波をまとめて、その間の平均的ドプラシフトを求めていく。従って、得られた速度波形の時間分解能が悪く、パルス送信周波数PRFのN分の1の周本化周波数で標本化した速度波形しか得られないことになる。

10014 パルス送波の位相情報抽出によるトラッキング方法

従来の血液速度のドプラ計測では、超音波プローブから対象反射体までの距離が一定であるが、心臓壁運動の計測では、拍動に伴って、壁位置が \pm mm以上動くために、超音波プローブとの距離が時間とともに大きく変化する。これは心臓壁運動の計測に影響して、誤差の原因になっていた。

10015 このため本発明者らは、(参考文獻3)に示す先の特許出願において、一定間隔で超音波パルスを送出し、対象物から反射されたパルスの位相相移を抽出して、これから拍動によって変動する対象物の位置を高精度にトラッキングする発明を提示した。

10016 これにより、振幅1.0mm以上の拍動に伴う大振幅変位運動上の微小振動を数百Hzまでの周波数帯域において10拍程度連続して十分再現性良く高精度に計測することが可能となった。

(参考文獻1) Brown G, Albers JJ, Fisher LD, Schaefer SM, Lin JI, Kaplan G, Zhao XJ, Blason BO, Fitzpatrick VF, Dodge HT., "Regression of coronary artery disease as a result of intensive lipid-lowering therapy in men with high levels of apolipoprotein B." B. N. Engl. J Med., Vol. 323, pp. 1299-1298, 19

90. (参考文獻2) 特開第62-266040号公報 (出願人: 株式会社東芝)

(参考文獻3) 特開平10-5226号公報 (出願人: 科学技術振興事業団)

10017
【発明が解決しようとする課題】血管には、血圧の変化に起因して微小振動が生じる。この微小振動は、血管壁の内側から外側へ伝播する。そこで血管壁または血管壁を構成する各種の内面および外面で振動を検出し、解析することにより、血管壁の厚さの時間変化と弾性率を求めることができる。つまりアテローム(粥瘤)のような血管の局所的病変部の破れやすさ/破れにくさを不安定性/安定性で表現すると、血管壁の弾性率が小さければ不安定、大きければ安定であると診断できる。このような血管壁の弾性率は、血管壁の厚さの時間変化を解析する結果によって得られる。すなわち血管壁の内側に生じた微小振動の運動波形は、血管壁の弾性率を含む媒体特性に応じた振幅、位相で血管壁の外側へ伝達されるから、任意の箇所血管壁について、その内面および外側における微小振動の運動波形を計測して、それぞれの運動波形の振幅、位相がわかれば、その部位の血管壁の弾性率を求めることができる。

10018 ところで血管は、心臓の拍動に応じて大振幅で運動しており、血流により生じる微小振動の運動は、その大振幅運動に重畳されている。しかも微小振動の振幅は、数ミクロン以下であると考えられている。そのため、従来のBモードやMモードの超音波診断装置

30
によつては、微小振動の運動を直接計測することは実際上不可能である。そこで本発明者らは、前述した参考文獻3の特許出願において、超音波パルスドプラ方式により血管に向けて放射した超音波信号の反射波信号を検出するとともに、その後波信号の振幅、位相を解析して、まず大振幅で運動している血管の逐次的な位置を決定するトラッキング処理を行い、次にその決定された大振幅運動の逐次的な位置を基準にして、微小振動の運動を精密に検出することを可能にした。

40
10019 しかしこのトラッキング処理により各拍動における血管の大振幅運動の逐次的な位置を決定していった場合、雑音や累積誤差により連続する拍動間で位置が揺れてしまう現象が生じ、長時間連続して安定した計測を行うことができなかった。

10020 本発明の目的は、体内の冠動脈などの血管について、血管壁の局所的な厚さの拍動に伴う微小な変化や破れやすさなどの物理的特性を、超音波を用いて連続して精密に計測できる血管病変診断システムを提供することにある。

10021

【課題を解決するための手段】本発明は、血管の大振幅運動における拍動ごとの初期位置が拍動ごとに元に戻る

ような正規化を行うことにより、連続する拍動間で生じる位置の揺れの除去を図るものであり、それによる本発明の血管病変診断システムおよび診断プログラム記憶媒体は次のように構成される。

(1) 本発明の超音波変位診断システムは、超音波ビームを体内の血管に向けて放射し、血管壁から反射された超音波信号を検出して検出力する超音波計測部と、出力された検波信号に基づいて血管の特性を解析するデータ解析処理部とからなり、データ解析処理部は、上記検波信号の振幅及び位相を用いて血管壁の内面および外面の各瞬間的な位置を決定し、心臓拍動に基づく血管壁の内面および外面の各大振幅変位運動を精密にトラッキングする大振幅変位運動検出手段と、上記大振幅変位運動検出手段により得られた血管壁の内面および外面におけるそれぞれの各大振幅変位運動の順次の位置に、該血管壁の内面および外面における大振幅変位運動に重畳されている微小振動の運動速度を求める微小振動検出手段と、上記微小振動検出手段により得られた血管壁の内面および外面における微小振動の運動速度の差に基づき、血管壁厚の時間変化を求める壁厚検出手段とを備え、上記大振幅変位運動検出手段は、血管壁の内面および外面の各々について大振幅変位運動の一拍での変位の和が零となる制約条件で検出することを特徴とするものである。

(2) さらに本発明の血管病変診断システムは、前項(1)において、壁厚検出手段により得られた血管壁厚の時間変化に基づき血管壁の弾性率を求める壁弾性率検出手段を備えていることを特徴とするものである。

(3) さらに本発明の血管病変診断システムは、前項(2)において、壁厚検出手段は血管壁を構成する複数の層の各々ごとにその内面および外面の微小振動の運動速度の差により弾性率を求めるものであることを特徴とするものである。

(4) さらに本発明の血管病変診断システムは、前項(1)ないし(3)において、超音波ビームの放射位置を連続的に変化させて、血管壁厚の変化の断層像を得る断層像作成手段を備えていることを特徴とするものである。

(5) 本発明の診断プログラム記憶媒体は、超音波を体内の血管に向けて放射し、血管壁から反射される超音波信号を検出して得られる検波信号の振幅および位相を用いて血管壁の内面および外面の各瞬間的な位置を決定し、心臓拍動に基づく血管壁の内面および外面の各大振幅変位運動を精密にトラッキングし、その際、血管壁の内面および外面の各大振幅運動の一拍の変位の和が零となるように補正する大振幅変位運動検出手段と、上記大振幅変位運動検出手段により得られた血管壁の内面および外面におけるそれぞれの各大振幅変位運動の順次の位置に基づき、該血管壁の内面および外面における大振幅変位運動に重畳されている微小振動の運動速度を求める微小

小振動解析機能と、上記微小振動解析機能により得られた血管壁の内面および外面における微小振動の運動速度に基づき、その値をとって時間積分し、血管壁の時間変化を求める壁厚解析機能と、上記壁厚解析機能により得られた血管壁の時間変化に基づき、該血管壁の弾性を求める弾性率解析機能と、を含むプログラムを記憶媒体に格納したものである。

[0022] 図1に、本発明の基本構成を示す。
[0023] 図1において、1は、人体である。
[0024] 2は、体表である。
[0025] 3は、計測対象の動脈などの血管であり、血管壁の厚さ $h(t)$ 、内腔径 $d(t)$ をもち、運動速度 $v(t)$ で運動している。
[0026] 3aは、血管の前壁である。
[0027] 3bは、血管の後壁である。
[0028] 3cは、血管3に生じているアテロームなどの病変部である。

[0029] 4は、超音波ビームの放射方向を変更して一定範囲を走査可能な超音波プローブである。

[0030] 5は、超音波計測部であり、超音波信号発生器6、直交検波器7、低雑フィルタ8、高周A/D変換器9を含む。超音波信号発生器6により一定の時間間隔 ΔT で角周波数 ω の送信信号 $V_{in}(t)$ を発生して超音波プローブ4を駆動し、超音波プローブ4が検出した反射波の受信信号 $V_{out}(t)$ を直交検波器7で ω の周波数により直交検波し、低雑フィルタ8を通すことにより、検波信号 $V_m(t)$ を得る。検波信号 $V_m(t)$ はさらに高周A/D変換器9によりデジタル信号形式に変換されて出力される。

[0031] 10は、コンピュータなどのデータ解析処理部であり、超音波計測部5から出力された検波信号 $V_m(t)$ の振幅と位相とを解析して、心臓拍動に伴う、血管壁の内面と外面あるいは血管壁を構成する各層の面の大振幅変位と外面あるいは血管壁を構成する各層の面の大振幅変位運動の軌跡を決定、つまりトラッキングを行う。このとき血管壁各層の微小振動の位置運動は、画像を安定させるため、心臓の一拍ごとに元の位置に戻るようにより、一拍的変位の累積を零とする制約のもとで解析される。

[0033] 12は、微小振動解析手段であり、血管壁の内面と外面あるいは各層の面の大振幅変位運動の位置と外面あるいは各層の面の大振幅変位運動に基づいて解析する。
[0034] 13は、壁厚解析手段であり、血管壁の内面と外面あるいは各層の面の微小振動の運動速度の差をとって、血管壁あるいは各層ごとの厚さの時間変化を求める。

50

$$\Delta x(t + \Delta T/2) = \frac{\lambda \cdot \Delta \theta(t + \Delta T/2)}{2\pi} = \frac{c \cdot \Delta \theta(t + \Delta T/2)}{2\pi f} \quad (1)$$

[0044] なお右目の式は、媒質中の超音波の波長 λ が、音速 c を超音波周波数 f で割った値で表されることがよく知られている。

(2) 位相移動の精度検出
心臓壁の一拍の中での変位の大きさは、数mm〜十数mmであり、動脈壁においても、大きい箇所では、数mmある。しかし、例えば、動脈における壁の一拍での厚み変化は、健康者の場合数十 μm しかなく、高齢者・動脈硬化症患者ではさらに厚み変化が小さい。

[0045] 例えば、超音波周波数 $f_0 = 7.5 \text{ MHz}$ 、音速 $c = 1500 \text{ m/s}$ とすれば、波長 $\lambda = 200 \mu m$ となる。したがって、移動距離 $\Delta x(t + \Delta T/2)$ が $100 \mu m$ あれば、その二つのパルス間の位相差は、 180 度あることになり、位相移動では、一拍の中の最大の厚み変化が数 μm であるから、一拍での位相移動の和は、 180 度以下である。一拍を1秒間とみなすと、その間に数千回のパルスを送信してから、1回、当たりの位相移動は、 180 度のさらに数千分の1しかない。

そのため、位相移動は、高精度に検出する必要がある。位相移動を求める際に、雑音に対して強くなるために、時刻 t と時刻 $t + \Delta T$ の2つの波形が、振幅は変化する位相と反射波位置のみが変化するという制約の下で、後述する数2の式(2)以下に述べる式の最小2乗法を行なって、その間の位相移動 $\Delta \theta(t + \Delta T/2)$ を検出する。

(3) 血管壁の微小変位と速度波形の計測
図3に示すように、時刻 t における対象物からの反射波の直交検波信号 $y(x; t)$ と、 ΔT 秒後のパルス送信 $\alpha(\Delta \theta(t); \delta_x)$
$$\alpha(\Delta \theta(t); \delta_x) = \frac{\sum_{x \in R} |y(x; t + \Delta T) - \exp(j \Delta \theta(t; \delta_x)) y(x; t)|^2}{\sum_{x \in R} (|y(x; t + \Delta T)|^2 + |y(x; t)|^2) / 2} \quad (2)$$

[0049] ここで、 $x \in R$ は、領域Rの範囲の x に関して和を計算する意味である。この整合誤差 $\alpha(\Delta \theta(t); \delta_x)$ を最小にする δ_x を求める必要があるが、 δ_x だけ波形 $y(x; t + \Delta T)$ を移動させたときに、波形の範囲R内に含まれるパワーが変化してしまうかも知れない。したがってそのパワーを正規化するため、数1(式(1))の右辺は、分母の2つの波形の平均パワーで割っている。

[0050] 次に図5は整合誤差の値の δ_x に関する変換の様子を示す。図中の(a)は、整合の際に位相と振幅

幅の両方が変化することを許した場合であり、真値 $\delta_x = -5$ 以上の値に対して、いたるところで最小値をとってしまう。また図中の(b)は、整合の際に位相の変化だけを許した場合であり、真値 $\delta_x = -5$ で唯一の最小値をとる。

[0051] ある δ_x に対して、式(1)を最小にする $\Delta \theta(t; \delta_x)$ を求めるために、 $\alpha(\Delta \theta(t; \delta_x))$ を、 $\Delta \theta(t; \delta_x)$ で微分した式を零とすることによって、 $\alpha(\Delta \theta(t; \delta_x))$ を最小にする最適

*に対する反射波の直交検波信号 $y(x; t + \Delta T)$ に關して、二つの波形 $y(x; t)$ と $y(x; t + \Delta T)$ 間の差の二乗平均値(整合誤差)を考慮する。反射波の検波

波形(構築波形)のモデルを図4の例のように考えたときに、図5は、それらに関する整合誤差の値が波形間のずれ $\Delta x(t + \Delta T/2) = \delta_x$ について変化する様子を示している。通常の整合誤差の定義では、整合の際に、位相と振幅の両方が変化することを許して、図5(a)に示すように真値 $\delta_x = -5$ 以上、以下に対して、いたるところ最小値をとってしまう。そこで、整合の際に、位相の変化だけを許すことにする。これによって、図5(b)に示すように、真値 $\delta_x = -5$ でのみ唯一の最小値をとるようになる。これは二つの波形間の差の二乗平均値を減らすという点で、雑音に対して強

くしている。以下、図4、図5について詳述する。
[0046] 図4において、(a)は時刻 t の信号 $y(x; t)$ を示し、(b)は時刻 $(t + \Delta T)$ における信号 $y(x; t + \Delta T)$ を示している。また、マークは実数成分、Xマークは虚数成分を示す。

[0047] 検波信号 $y(x; t)$ に対して、 ΔT 秒後には対象が、 δ_x だけ移動したと仮定すると、検波信号 $y(x; t)$ と $y(x; t + \Delta T)$ に關して、振幅は変化する位相のみが変化するという制約の下で、後述する数2の式(2)以下に述べる式の最小2乗法を行なって、その間の位相移動 $\Delta \theta(t + \Delta T/2)$ を検出する。

[0048] [数2]
図3に示すように、時刻 t における対象物からの反射波の直交検波信号 $y(x; t)$ と、 ΔT 秒後のパルス送信 $\alpha(\Delta \theta(t); \delta_x)$
$$\alpha(\Delta \theta(t); \delta_x) = \frac{\sum_{x \in R} |y(x; t + \Delta T) - \exp(j \Delta \theta(t; \delta_x)) y(x; t)|^2}{\sum_{x \in R} (|y(x; t + \Delta T)|^2 + |y(x; t)|^2) / 2} \quad (2)$$

[0049] ここで、 $x \in R$ は、領域Rの範囲の x に関して和を計算する意味である。この整合誤差 $\alpha(\Delta \theta(t); \delta_x)$ を最小にする δ_x を求める必要があるが、 δ_x だけ波形 $y(x; t + \Delta T)$ を移動させたときに、波形の範囲R内に含まれるパワーが変化してしまうかも知れない。したがってそのパワーを正規化するため、数1(式(1))の右辺は、分母の2つの波形の平均パワーで割っている。

[0050] 次に図5は整合誤差の値の δ_x に関する変換の様子を示す。図中の(a)は、整合の際に位相と振幅

幅の両方が変化することを許した場合であり、真値 $\delta_x = -5$ 以上の値に対して、いたるところで最小値をとってしまう。また図中の(b)は、整合の際に位相の変化だけを許した場合であり、真値 $\delta_x = -5$ で唯一の最小値をとる。

[0051] ある δ_x に対して、式(1)を最小にする $\Delta \theta(t; \delta_x)$ を求めるために、 $\alpha(\Delta \theta(t; \delta_x))$ を、 $\Delta \theta(t; \delta_x)$ で微分した式を零とすることによって、 $\alpha(\Delta \theta(t; \delta_x))$ を最小にする最適

J2

$$\exp(j\Delta\theta(\delta_x)) = \exp(j\angle C(\delta_x)) \quad (2a)$$

と得られる。ここで、 $C(\delta_x)$ は次式で与えられる。

$$C(\delta_x) = \sum_{x \in R} y^*(x;t) \cdot y(x+\delta_x; t+\Delta T) \quad (3)$$

※を算出する。その結果得られた位相を表す。*は複素共役を表す。

【0054】さらに上記の演算を、ある範囲内で δ_x を

変更してその範囲求め、その中で最小の整合偏差となる

δ_x を次式によって算出できる。

【0055】

と、そのときの

$\Delta\theta(\delta_x)$

$$v(t + \frac{\Delta T}{2}) = -c \frac{\Delta\theta(\delta_x)}{2\omega_s \Delta T} \quad (4)$$

【0056】ここで ΔT はパルス送信間隔、 $\omega_s = 2\pi$

f_s は送信した超音波の角周波数、 c は音の伝播速度を

表す。

【0057】さらにこの速度値

$v(t + \Delta T/2)$

に ΔT を掛けることによって、時間 ΔT における対象物*

$\Delta x(t + \frac{\Delta T}{2}) = v(t + \frac{\Delta T}{2}) \times \Delta T$

(5)

【0059】この変位量

【0060】

【0061】を前の時刻 t における対象物の位置 $x(t)$

に加えることによって、次の時刻における対象物の位置

を仮想的に予測できる。

【0062】

【0063】これを、トラッキング軌跡 $x(t)$ となる。

【0064】図3と図4に示すように、検波波形 y

$(x;t)$ に対して、 ΔT 秒後には対象が、 $\Delta x(t + \Delta T/2)$ だけ移動したと仮定する。

$y(x;t)$ を、

$y' = \frac{y(t+\Delta T)}{|y(t+\Delta T)|} - e^{j\omega_s \Delta T} \cdot \frac{y(t)}{|y(t)|}$

【0065】検波波形 y' と y' の1.1に關して、振幅

は、二つの波形間の整合をとったときの整合偏差 α

は、次式で与えられる。

【0066】

【0067】ここで、左辺の第1項目と2項目の分母

50 は、各ベクトルの長さ(ノルム)を表し、各々の項を

【0068】を、改めて単位ベクトル

【0069】を、改めて2 y とおき直し、また、

【0070】を、改めて2 y' とおき直し、また、

【0071】を、改めて単位ベクトル

【0072】を、改めて単位ベクトル

【0073】を、改めて単位ベクトル

【0074】を、改めて単位ベクトル

【0075】を、改めて単位ベクトル

【0076】を、改めて単位ベクトル

【0077】を、改めて単位ベクトル

【0078】を、改めて単位ベクトル

【0079】を、改めて単位ベクトル

【0080】を、改めて単位ベクトル

【0081】を、改めて単位ベクトル

【0082】を、改めて単位ベクトル

【0083】を、改めて単位ベクトル

【0084】を、改めて単位ベクトル

J3

位長そのベクトル(単位ベクトル)にして、波形に含ま

れるパワー正規化している。数8(式(7a))を最小

にする $\Delta\theta_1$ は、 α_1 を、 $\Delta\theta_1$ で微分した式を零と

おくことによって決定できる。したがって、 i 番目のパ

ルスと $(i+1)$ 番目のパルス間の位相偏移 $\Delta\theta_1$ を用

いて、その間の変位 Δx_1 は、数1(式(1))によっ

て、

【0068】

【数9】

$\Delta x_1 = \frac{c \cdot \Delta\theta_1}{2\pi f_s}$

(7b)

【0069】で与えられる。

(5) 一拍での累積変位を零にする制約の導入

2回のパルス送信で算出される位相偏移が、前述した

ように小さい場合には、18度のさらに数千分の1しか

ない。したがって、一拍の中で、これらの値に關して数

千回の和をとることによって得られる変位変化波形や厚

み変化波形には誤差が入りやすく、画面上で波形がぶれ

て見にくくなる原因となる。

【0070】例えば、図6に示すように、心電図のR波

から次のR波までの計測で、超音波プローブと計測

部位の位置関係が全く変わらなければ、一拍の中の変位

や厚み変化は、元の値に戻る必要がある。振動脈などの

波の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内腔側

J4

*の間にほとんど差がなく、その間の差、すなわち、厚

み変化 $\Delta h(t)$ は、一拍中で最大十数ミクロン程度し

かない。

【0071】振動脈などでは、数 μm の厚み変化 Δh

(t)の計測を行う必要が生じるから、上記の累積偏差

が導入されるときに、一拍の変位の和や厚み変化の累積

よりサブミクロンのオーダーの精度で元の位置に戻さなけ

ればならない。したがって誤差を低減するために、一

拍での変位変化波形、厚み変化の累積が、必ず零になる

ように計測する必要がある。このような計測方法は、ト

ラッキングを行わないこれまでの装置には必要のないこ

とであった。

【0072】このため本発明では、変位運動の解析に際

して一拍での累積変位を零にする制約を導入する。

は、一拍の中でパルスの送信回数をF回とする。

番号の変位 Δx_1 に關する一拍全体での和で与えられる

F番目までの変位 Δx_F が零になることで表される。

【0073】

【数10】

$\Delta x_F = \sum_{i=1}^F \Delta x_i = \frac{c}{2\pi f_s} \cdot \sum_{i=1}^F \Delta\theta_i = 0$

(7c)

【0074】したがって、この制約を入れて、式(2)

を用いたときの、F個の各パルスに關する位相偏移決定

の整合偏差 α_1 の総和 α を次式で定義する。

【0075】

【数11】

$\alpha = \sum_{i=1}^F \alpha_i = \sum_{i=1}^F \left(\frac{y_i}{|y_i|} - e^{j\omega_s \Delta T} \cdot \frac{y_{i-1}}{|y_{i-1}|} \right)$

(7d)

【0076】ここで、 y' は、ラグランジュ未定乗数で

あり、上記の制約を右辺第2項目に示している。

【0077】

【数12】

$y' = \frac{y}{|y|} \cdot \frac{c}{2\pi f_s}$

【0078】を、改めて2 y とおき直し、また、

【0079】を、改めて2 y' とおき直し、また、

【0080】を、改めて単位ベクトル

【0081】を、改めて単位ベクトル

【0082】を、改めて単位ベクトル

【0083】を、改めて単位ベクトル

【0084】を、改めて単位ベクトル

【0085】を、改めて単位ベクトル

【0086】を、改めて単位ベクトル

【0087】を、改めて単位ベクトル

【0088】を、改めて単位ベクトル

【0089】を、改めて単位ベクトル

【0090】を、改めて単位ベクトル

【0091】を、改めて単位ベクトル

【0092】を、改めて単位ベクトル

【0093】を、改めて単位ベクトル

【0094】を、改めて単位ベクトル

【0095】を、改めて単位ベクトル

【0096】を、改めて単位ベクトル

【0097】を、改めて単位ベクトル

【0098】を、改めて単位ベクトル

【0099】を、改めて単位ベクトル

【0100】を、改めて単位ベクトル

【0101】を、改めて単位ベクトル

【0102】を、改めて単位ベクトル

【0103】を、改めて単位ベクトル

【0104】を、改めて単位ベクトル

J1

【0052】

【0053】また、 $\angle C(\delta_x)$ は、複素数 $C(\delta_x)$

の位相を表す。

【0054】さらに上記の演算を、ある範囲内で δ_x を

変更してその範囲求め、その中で最小の整合偏差となる

δ_x を次式によって算出できる。

【0055】

と、そのときの

$\Delta\theta(\delta_x)$

【0056】

【0057】さらにこの速度値

$v(t + \Delta T/2)$

に ΔT を掛けることによって、時間 ΔT における対象物*

$\Delta x(t + \frac{\Delta T}{2}) = v(t + \frac{\Delta T}{2}) \times \Delta T$

(5)

【0059】この変位量

【0060】

【0061】を前の時刻 t における対象物の位置 $x(t)$

に加えることによって、次の時刻における対象物の位置

を仮想的に予測できる。

【0062】

【0063】これを、トラッキング軌跡 $x(t)$ となる。

【0064】図3と図4に示すように、検波波形 y

$(x;t)$ に対して、 ΔT 秒後には対象が、 $\Delta x(t + \Delta T/2)$ だけ移動したと仮定する。

$y(x;t)$ を、

$y' = \frac{y(t+\Delta T)}{|y(t+\Delta T)|} - e^{j\omega_s \Delta T} \cdot \frac{y(t)}{|y(t)|}$

【0065】検波波形 y' と y' の1.1に關して、振幅

は、二つの波形間の整合をとったときの整合偏差 α

は、次式で与えられる。

【0066】

【0067】ここで、左辺の第1項目と2項目の分母

50 は、各ベクトルの長さ(ノルム)を表し、各々の項を

【0068】を、改めて単位ベクトル

【0069】を、改めて単位ベクトル

【0070】を、改めて単位ベクトル

【0071】を、改めて単位ベクトル

【0072】を、改めて単位ベクトル

【0073】を、改めて単位ベクトル

【0074】を、改めて単位ベクトル

【0075】を、改めて単位ベクトル

【0076】を、改めて単位ベクトル

【0077】を、改めて単位ベクトル

【0078】を、改めて単位ベクトル

【0079】を、改めて単位ベクトル

【0080】を、改めて単位ベクトル

【0081】を、改めて単位ベクトル

【0082】を、改めて単位ベクトル

【0083】を、改めて単位ベクトル

【0084】を、改めて単位ベクトル

【0085】を、改めて単位ベクトル

【0086】を、改めて単位ベクトル

【0087】を、改めて単位ベクトル

【0088】を、改めて単位ベクトル

【0089】を、改めて単位ベクトル

【0090】を、改めて単位ベクトル

【0091】を、改めて単位ベクトル

【0092】を、改めて単位ベクトル

【0093】を、改めて単位ベクトル

【0094】を、改めて単位ベクトル

【0095】を、改めて単位ベクトル

$$\begin{aligned} \alpha &= \sum_{i=1}^N \left| y_{i+1} - e^{j\Delta\theta_i} y_i \right|^2 - 2\gamma \left(\sum_{i=1}^N \Delta\theta_i \right) \\ &= \sum_{i=1}^N \left[|y_{i+1}|^2 + |y_i|^2 - e^{j\Delta\theta_i} (y_{i+1})^* y_i - e^{-j\Delta\theta_i} (y_i)^* y_{i+1} \right] - 2\gamma \left(\sum_{i=1}^N \Delta\theta_i \right) \quad (7e) \end{aligned}$$

[0087] ここで、* は複素共役、 \mathbf{r} はベクトルの転置を表す。この式の α を、F 値の $\{\Delta\theta_i\}$ と γ に関連して最小化することによって、一相全体にわたる最適な位相遷移が一度に決定できると同時に、変位波形が得られる。

[0088] 数17 (式(7e)) の中の

[0089]

[数18]

$$(y_{i+1})^T y_{i+1}$$

[0094] は各々は単位ベクトルであるから、 $|A_i|$

$=1$ である。これらを用いると、 α は、

[0095]

$$\alpha = \sum_{i=1}^N \left[|y_{i+1}|^2 + |y_i|^2 - e^{j\Delta\theta_i} A_i - e^{-j\Delta\theta_i} A_i \right] - 2\gamma \left(\sum_{i=1}^N \Delta\theta_i \right) \quad (7f)$$

*

[数21]

[0096] と簡化される。数21 (式(7f)) ※ [0097]

を最小にするF 値の $\{\Delta\theta_i\}$ を求めるために、 α を、

$\Delta\theta_i$ と γ で微分した式をそれぞれ零とおく、 ※

$$\begin{aligned} \frac{\partial \alpha}{\partial \Delta\theta_i} &= -j A_i e^{j\Delta\theta_i} + j A_i e^{-j\Delta\theta_i} - 2\gamma = 0, \quad (i=1, 2, \dots, N) \quad (8) \\ -\frac{1}{2} \frac{\partial \alpha}{\partial \gamma} &= \sum_{i=1}^N \Delta\theta_i = 0 \quad (9) \end{aligned}$$

[0098] 数22 (式(8)) の両辺に

[0099]

[数23]

$$j e^{j\Delta\theta_i} \quad A_i x_i^* - j 2\gamma x_i - A_i = 0 \quad (10)$$

[0100] を掛けて、さらに、

[0101]

[数24]

$$\begin{aligned} e^{j\Delta\theta_i} x_i &= e^{j\Delta\theta_i} \quad x_i = \frac{j\gamma \pm \sqrt{A_i^2 - \gamma^2}}{A_i} \quad (11) \end{aligned}$$

[0106] と得られる。ここで、 A_i はノルム1の複

素定数である ($|A_i|^2 = 1$) から、

[0107]

[数27]

$$\begin{aligned} A_i &= e^{j\theta_i} \\ e^{j\Delta\theta_i} &= \frac{j\gamma \pm \sqrt{1 - \gamma^2}}{e^{j\theta_i}} \\ &= e^{j\theta_i} (\pm \sqrt{1 - \gamma^2} + j\gamma) \quad (12) \end{aligned}$$

(10)

[0110] ここでは、二つの解が得られているが、その各々を数21 (式(7f)) に代入してみる。

$$e^{j\Delta\theta_i} A_i^* = \pm \sqrt{1 - \gamma^2} + j\gamma \quad (13)$$

[0112] であるから、

[0113]

$$\begin{aligned} e^{-j\Delta\theta_i} A_i &= (e^{j\Delta\theta_i} A_i^*)^* \\ &= \pm \sqrt{1 - \gamma^2} - j\gamma \quad (14) \end{aligned}$$

[0114] が得られる。これらの関係を用いると、数21 (式(7f)) の α は、

$$\alpha = \sum_{i=1}^N \left[|y_{i+1}|^2 + |y_i|^2 \right] \mp \sum_{i=1}^N \left[2\sqrt{1 - \gamma^2} - 2\gamma \left(\sum_{i=1}^N \Delta\theta_i \right) \right] \quad (15)$$

[0116] と表される。したがって、数28 (式(12)) の2解の中で、上側の解のみが、整台幅を最小化できることがわかる。

$$e^{j\Delta\theta_i} = e^{j\theta_i} (\sqrt{1 - \gamma^2} + j\gamma) \quad (16)$$

[0118] さらに、数22の式(9)の制約を用いる。この式の両辺の虚数の指数を計算すると、

$$\exp \left(j \sum_{i=1}^N \Delta\theta_i \right) = \prod_{i=1}^N \exp (j \Delta\theta_i) = 1 \quad (17)$$

[0120] この式の左辺に、数32 (式(16)) の解を代入することによって、

$$\prod_{i=1}^N e^{j\theta_i} (\sqrt{1 - \gamma^2} + j\gamma) = \exp \left(j \sum_{i=1}^N \theta_i \right) (\sqrt{1 - \gamma^2} + j\gamma) = 1 \quad (18)$$

[0122] となる。ここで左辺第2項の複素数

[0123]

[数35]

$$\sqrt{1 - \gamma^2} + j\gamma$$

$$\exp \left(j \sum_{i=1}^N \theta_i \right) = \exp(-j\Omega \times F) \quad (19)$$

[0124] を、その位相角を Ω で表して、 $\exp(j\Omega)$

と記述すると、

[0125]

[数36]

$$(\sqrt{1 - \gamma^2} + j\gamma)^* = \exp(j\Omega \times F) \quad (20)$$

23

的な特性を評価していることになり、アテローム等により血管内腔が著しく変形した場合等には動脈が小さくなると思われる。一方、収縮した弾性組織では、動脈壁の厚みの変化を直接計測するため、局所的な弾性が可能で、血管壁が変形した場合にも適用できると考えられる。

[01166] また、動脈壁の厚み変化を算出する際に血管径の変化 $\Delta d(t)$ を同時に算出し、次式によりポアンソン比 ν の算出も行なった。

$$\nu = \frac{\frac{\Delta d}{d_0}}{\frac{\Delta h}{h_0}}$$

[数53]

[01168] ここで、 Δd 、 d_0 、 Δh 、 h_0 はそれぞれ、動脈径変化の最大値、拡張期末期の動脈直径、動脈壁厚変化の最大値、拡張期末期の動脈壁厚である。図8(c)のグラフは、30歳代～60歳代の間に正常者に限ってポアンソン比 ν を算出した結果を示す。グラフから明らかなように、ポアンソン比は年齢とともに低下するという傾向がみられる。ポアンソン比は壁が硬くなるほど小さくなるため、この傾向は妥当であると考えられる。動脈のポアンソン比は、屈曲大動脈のポアンソン比に比べ小さい値となっており、この傾向はラットにおいても確認されているが、この傾向はラットにおいても認められる。しかし、このポアンソン比も血管径の Δd の項を含み、変形した動脈の評価の際には局所的な弾性が図8となる可能性がある。

*

表1: アテロームの内腔面からの各深さごとの弾性率

弾性率 (MPa)	内腔からの深さ (mm)
3.47	0.00-0.75
0.51	0.75-1.50
0.61	1.50-2.25
0.32	2.25-3.00
0.37	3.00-3.75
1.39	3.75-4.50

(9) 血管病変診断システムの実施例構成

本発明による血管病変診断システムを実現できる好適なハードウェア構成の一例を図10に示す。図10において、21は超音波診断システム、22は周波数変換器、23はRF信号発生器、24はプロープ選択器、25はフレーム同期発生器、26はB/M-mode増幅器、27はサンプリング位置発生器、28はトラッキング、29は増幅器、30は直交検波器、31はB-modeイメージ表示装置、32は直交検波器、33はB-modeイメージ発生器、34はサンプリング位置発生器、35はオシロスコープ、36はリアルタイムシステム、37、38はシグナルプロセッサ、39はワークステーション、40はA/Dコン

25

変位の違いから血管壁内の組織の硬さ分布を求め、その分布を示すカラー画像をB/M-modeやECG、PCGなどの画像と同時に表示して、病変部の診断を容易にする。

[01173] 超音波診断システム21において、周波数変換器22は、40MHzのmain clockからフレームトリガと10MHzのclockを生成する。フレームトリガによりRF信号発生器23が駆動され、バースト状の超音波信号が発生される。発生された超音波信号は、プロープ選択器24により選択されている超音波プロープ32または33へ出力される。超音波プロープ32または33は、超音波ビームを被検者の体内に向けて放射するとともに、その反射波を受信する。受信された超音波信号は、増幅器29により増幅されてから、直交検波器30で直交検波され、同相信号と直交信号を生じる。同相信号と直交信号は、アナログ信号形式でリアルタイムシステム36へ出力される。また、フレーム同期発生器25からは、B/M-mode選択器26で選択されたmodeに応じたフレーム同期信号が発生され、リアルタイムシステム36へ出力される。

[01174] サンプリング位置発生器27からは、トラッキング動作28の動作に応じて設定されるサンプリング位置タイミング位置を規定するサンプリング位置信号が生成され、10MHzのclockとともにサンプリング信号発生器34に供給される。サンプリング位置発生器34は、T₀の期間内において、サンプリング位置信号が規定する中間のタイミング位置により1MHzのサンプリングクロックを発生し、リアルタイムシステム36のA/Dコンバータ・デジタル/O40に供給する。

[01175] リアルタイムシステム36においては、A/Dコンバータ・デジタル/O40とDSP37が入力信号処理を行い、DSP38とD/Aコンバータ41が出力信号処理を行う。DSP37、38とEWS39がVME-busによって結合されており、EWS39によって、血管の大動脈位置運動と微小運動、血管壁厚の時間変化、弾性率等を求める本発明のデータ解析処理が行われる。これらのデータ解析処理を実行するためのプログラムは、HDD44あるいはメインメモリに格納されるが、CD-ROMやMOなどのリムーバブル記録媒体によってインストールされたり、ネットワーク上のファイル装置からダウンロードされるようにすることができる。

[01176] B-modeイメージとM-modeイメージはそれぞれ表示装置31と42に表示され、血管壁の硬さ分布イメージなどはオシロスコープ35を用いてカラー画像表示される。

[01177]

26

[発明の効果] 本発明によれば、血管運動の振動ミクロンで数百Hzまでの速い振動成分を高精度に計測できるため、血管壁の厚み変化や弾性をミクロンのオーダーで計測することが可能になる。この結果、従来不可能であった動脈壁及び動脈硬化部の弾性特性の定量的評価を高精度に行って、その空間分布をリアルタイムで画像表示することが可能になり、動脈硬化や狭心症等の診断、弾性特性と安定性などを、臨床的に短時間で繰り返し評価して、的確な診断治療を行なうことができる。

[図面の簡単な説明]

[図1] 本発明の基本構成図である。

[図2] 超音波プロープによる空間走査方法の説明図である。

[図3] 血管壁の微小変位変化波形計測処理説明図である。

[図4] 反射波の検波波形の（複素波形）のモデルの説明図である。

[図5] 位相の変化だけを計測する場合の整合経路の変化の説明図である。

[図6] 1拍での累積変位を算出する制約の必要性の説明図である。

[図7] 血管壁の弾性率算出法説明図である。

[図8] 30歳代～60才代の健康者の運動脈での計測結果を示すグラフである。

[図9] 運動脈の局所弾性率についての健康者と危険因子群の分布を示すグラフである。

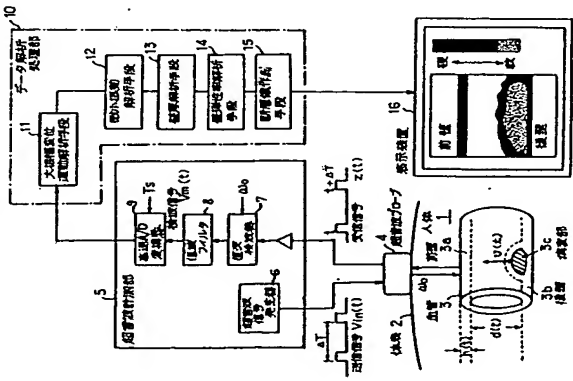
[図10] 血管病変診断システムの実施例構成図である。

[符号の説明]

- 1: 人体
- 2: 体表
- 3: 血管
- 3a: 血管の前壁
- 3b: 血管の後壁
- 3c: 側壁
- 4: 超音波プロープ
- 5: 超音波制御部
- 6: 超音波信号発生器
- 7: 直交検波器
- 8: 低域フィルタ
- 9: 高速A/D変換器
- 10: データ解析処理部
- 11: 大動脈変位運動解析手段
- 12: 微小運動解析手段
- 13: 弾性率解析手段
- 14: 弾性率解析手段
- 15: 断層像作成手段

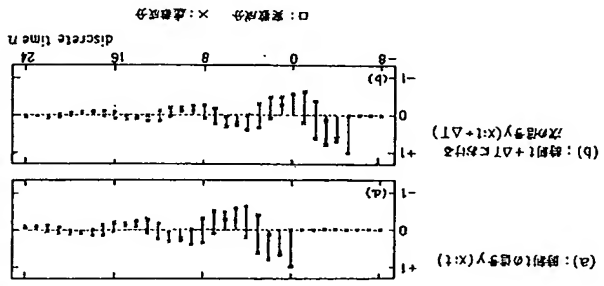
【図1】

本発明の基本構成図



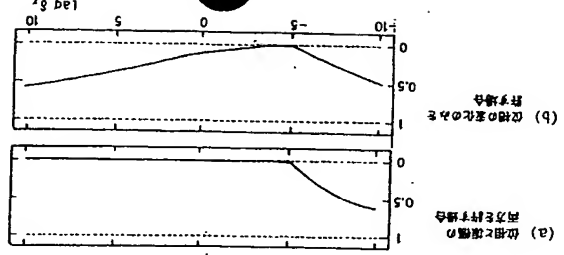
【図4】

反射波の体積形状（要素形状）のモデルの説明図



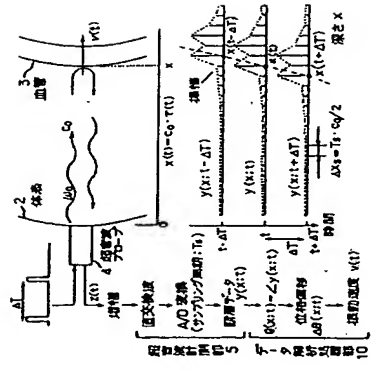
【図5】

位相の変化だけを許す場合の整合距離の変化の説明図



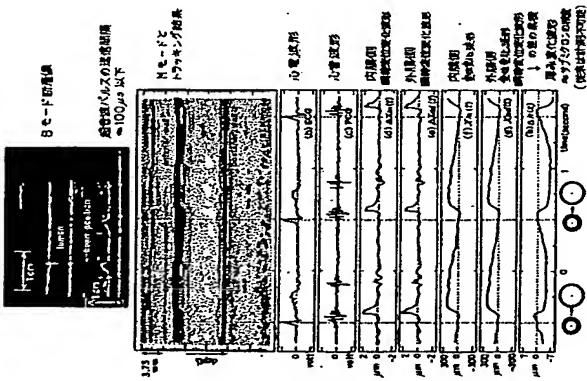
【図3】

血管型の微小変位変位形状計測処理説明図



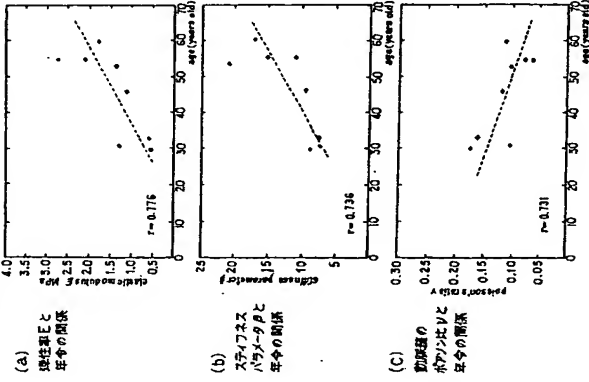
【図6】

一掃での累積変化量にする計測の企業性説明図



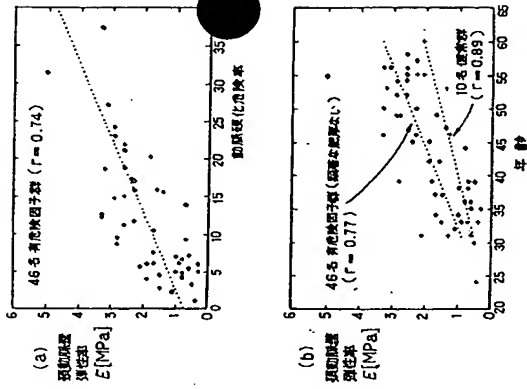
【図8】

30才代~60才代の通常の運動区での計測結果を示すグラフ



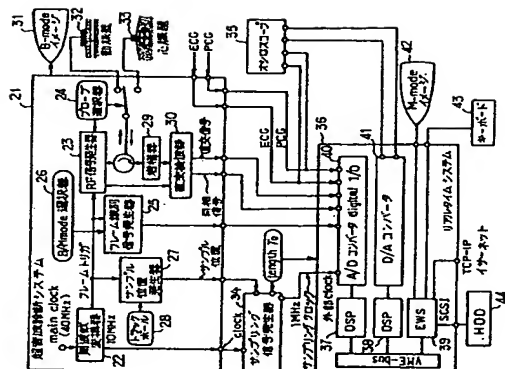
【図9】

運動時の局所異変率についての異常値と
異常値因子群の分布を示すグラフ



【図10】

血管病変診断システムの実施例構成図



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.